

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-131356

(P2000-131356A)

(43) 公開日 平成12年5月12日 (2000.5.12)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テマコード* (参考)
G 0 1 R 23/165		G 0 1 R 23/165	B 4 C 0 2 7
			C
A 6 1 B 5/044		A 6 1 B 5/04	3 1 4 G

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 4 頁)

(21) 出願番号 特願平10-305117

(22) 出願日 平成10年10月27日 (1998.10.27)

(71) 出願人 594117098

グラム株式会社

静岡県三島市徳倉2-10-10

(72) 発明者 浅野 文隆

埼玉県浦和市原山2-33-8 浦和パーク

ハイツ8-503

(74) 代理人 100081558

弁理士 斎藤 晴男

Fターム(参考) 4C027 AA02 FF01 FF02 GG11 HH03

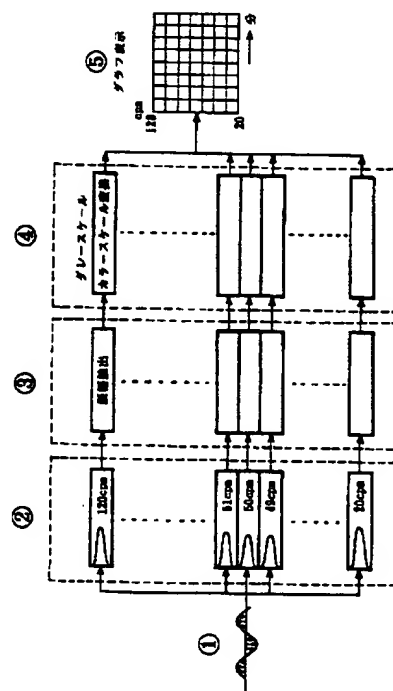
HH11

(54) 【発明の名称】 生体に起因する時系列データのスペクトル解析方法及び表示方法

(57) 【要約】

【課題】 生体に起因する信号のように短時間の内に变化するようなデータであっても、そのスペクトル解析において、短時間の間の变化や相対的に微弱な周波数の变化を正確に知ることを可能ならしめる、生体に起因する時系列データのスペクトル解析方法及び表示方法を提供することを課題とする。

【解決手段】 時系列データを周波数成分に分解するために、通過帯域幅が遮断周波数をずらしたバンドパスフィルター2を解析する帯域幅の分用意し、各バンドパスフィルターで時系列データを処理して周波数成分に分解し、その各周波数成分の振幅を一定時間間隔で抽出し、その抽出した各振幅をグレースケールまたはカラースケールで変換し、その変換した振幅に対応する濃淡または色を、計測した時間経過に従って表示する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体に起因する時系列データをデジタル化してスペクトル解析するに当り、前記時系列データを、通過帯域幅づつ遮断周波数をずらした複数のバンドパスデジタルフィルターで構成するフィルター群により、複数の周波数成分に分解することを特徴とする生体に起因する時系列データのスペクトル解析方法。

【請求項 2】 生体に起因する時系列データを請求項 1 のフィルター群により複数の周波数成分に分解し、その各周波数成分の振幅を一定時間間隔で抽出し、その抽出した各振幅をグレースケールまたはカラーで変換し、その変換した振幅に対応する濃淡または色を、計測した時間経過に従って表示することを特徴とする生体に起因する時系列データの表示方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体に起因する信号を、A/D変換等により一定時間間隔でデジタル化した時系列データを周波数成分に分解し、その周波数成分の振幅を求めるスペクトル解析方法及びその振幅の時間的な変化を表示する方法に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】従来、時系列データのスペクトル解析は、主にFFTによるフーリエ変換で行われている。また、短時間のデータでスペクトル解析が可能なMEM（最大エントロピー法）も用いられている。そして、これらスペクトル解析を一定時間周期で行い、その結果を3次元グラフで表示するのが一般的である。

【0003】しかるに、生体情報をフーリエ変換する場合には、周波数分解能を上げるとこれに比例して解析に必要な解析時間幅（データの計測時間）が長くなるという問題がある。このため、短時間で変化するデータに対してフーリエ変換を行った場合、解析時間幅を短くすると周波数の変化が分からず、逆に解析時間幅を長くして周波数の分解能を上げると振幅の変化を正しく知ることができない。

【0004】更に、フーリエ変換特有の解析区間両端の不連続性に起因するスペクトルの分散により、短時間の変化または相対的に微弱な周波数の変化は検出することができないという問題もある。

【0005】生体に起因する信号は短時間で変化する事が多く、その変化の状況を知ることは重要なことであるが、フーリエ変換は周波数の変化を把握する目的で用いられているために解析時間幅が長く、従ってこれによって短時間で変化する状況を知ることは困難である。

【0006】例えば心電図について考えると、周波数分解能を1cpm（cycle per minute）とすれば、解析結果は1分間の平均した情報しか得られない。しかしながら、不整脈は数秒間の変化であるのが一般的であり、これをフーリエ変換して得られる振幅の変化はごく僅かな

ものとして現われるに過ぎず、これを以て変化の状況を知ることはできない。

【0007】また、MEMの場合は、得られた振幅の値が不確定であって、スペクトル分布がデータと相関をもたないため、この手法を心電図に採用することはできない。心電図のように波形の意味が詳細に分かっている場合には、微弱な周波数の振幅が信用できないスペクトル解析を採用することは不適當である。

【0008】更に、一定間隔でスペクトル解析した結果は3次元グラフに表示されるのが一般的であるが、このような表示方法では前面のスペクトル表示で微弱な振幅がマスクされてしまい、時間的な変化を把握することが困難となるという別の問題がある。また、従来のスペクトル解析の結果をカラーマップで表示しても、短時間で変化する状態が把握でき、しかも微弱な周波数の振幅も正しいということではなければ有用なものとはならない。

## 【0009】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、従来時系列データのスペクトル解析に用いられているFFTによるフーリエ変換やMEMの方法は、生体に起因する信号のように短時間の内に変化するデータのスペクトル解析に採用する場合には多くの問題が生ずるので、本発明はそのようなデータであっても、そのスペクトル解析において、短時間の間の変化や相対的に微弱な周波数の変化を正確に知ることが可能ならしめる、生体に起因する時系列データのスペクトル解析方法及び表示方法を提供することを課題とする。

## 【0010】

【課題を解決するための手段】本発明は時系列データを周波数成分に分解するために、通過帯域幅づつ遮断周波数をずらしたバンドパスフィルターを解析する帯域幅の分用意し、各バンドパスフィルターで時系列データを処理して周波数成分に分解するという手段により、上記課題を解決した。この手段においては、バンドパスフィルターを用いることにより短時間の変化を検出することが可能となり、また、フィルターによるスペクトル分解は連続して処理するため、フーリエ変換における不連続性に起因するスペクトルの分散がない。このことにより、短時間の変化や相対的に微弱な周波数の変化を正確に知ることが可能となる。

【0011】周波数に分解する応答時間はバンドパスフィルターの遅延時間に依存するが、通過帯域幅1cpmのバンドパスフィルターで6秒程度である。これは、フーリエ変換の解析時間幅に比べ1/10であり、短時間の変化が検出可能であることを意味している。更に、バンドパスフィルターの通過帯域幅を広げれば、それにほぼ比例して応答時間は短くなる。

【0012】本発明に係る表示方法においては、バンドパスフィルターで構成するフィルター群により周波数成分に分解し、分解した各周波数成分の振幅を一定時間間

隔で抽出し、その抽出した各振幅をグレースケールまたはカラスケールで変換し、その変換した振幅に対応する濃淡または色を、計測した時間経過に従ってグラフ表示する。このようにすることにより、3次元グラフのように前面の表示でマスクされてしまうといった事態が発生することがなく、以て微弱な振幅の時間的な変化を知ることが可能となる。このような方法で周波数成分に分解してその結果をグラフ表示することにより、スペクトル全体の振幅変化を明瞭に把握することが可能となる。

【0013】

【発明の実施の形態】本発明に用いるフィルターは、デジタル化した時系列データを処理するためのバンドパスデジタルフィルターである。フィルターの形式に制限はないが、通常IIR（無限インパルス応答）によるバタワースフィルターを用いる。時系列データを処理するフィルター群は、通過帯域幅づつ遮断周波数をずらした複数のバンドパスフィルターで構成し、バンドパスフィルターは解析する周波数帯域の数だけ用意する。

【0014】例えば心電図で、通過帯域幅1cpmで解析する周波数帯域が20～120cpmであれば、通過帯域の異なるフィルターを101個使用する。バンドパスフィルターで抽出処理すると、フィルターの周波数成分の強度に比例した振幅が出力される。これは、フーリエ変換におけるその周波数成分と同等なものである。

【0015】また、フィルターによる処理は、時系列データに対して連続的に行なう。これにより、フーリエ変換の場合に生ずるスペクトルの拡散を防ぐことができ、相対的に微弱な周波数の振幅を正確に検出することが可能となる。

【0016】本発明に係る方法を添付図面に依拠して説

・フィルター定数

```
num [0] =1.0、num [1] =0.0、num [2] =-1.0、
num [3] =1.0、num [4] =0.0、num [5] =-1.0;
den [0] =1.0、den [1] =-1.7178023、den [2] =0.98955997、
den [3] =1.0、den [4] =-1.7283111、den [5] =0.98974543;
scale=0.000053534792;
```

【0022】

・演算

```
sum=data*scale;
for (i=0; i<2; i++) {
aw=num [i*3+1] *delay [2*i] +num [i*3+2]
*delay [2*i+1];
bw=den [i*3+1] *delay [2*i] +den [i*3+2]
*delay [2*i+1];
wo=sum-bw;
sum=wo*num [i*3] +aw;
delay [2*i+1] =delay [2*i];
delay [2*i] =wo;
}
```

時系列データを“data”に入力し“sum”に出力 50 する。

\* 明すると、図中1は時系列データを示し、2はフィルター群であって、バンドパスフィルターが複数集まったものである。フィルター群2で各周波数成分に分解したデータは、振幅抽出群3において処理し、一定時間間隔で振幅を抽出する。

【0017】なお、抽出する時間内で振幅が変化する。そのため、振幅抽出の中間の時間における振幅を抽出することとしてもよいが、好ましくは、抽出する時間内に存在する波形を周期毎に分け、各周期の振幅を抽出してその平均した結果を用いるようにする。

【0018】抽出した振幅データは、グレースケールまたはカラスケール変換群4において、振幅に対応する濃淡または色に変換させる。この変換は、スケールのゲインやオフセットを指定して、目的とする情報が得やすいような条件で行なう。グレースケールまたはカラスケールで変換した結果は、グラフ5に経過時間と周波数に従って表示させる。

【0019】グラフの表示方法は種々考えられるが、1例として横軸をデータの経過時間、縦軸を周波数として、その各交点に対応する変換した結果の濃淡（図2参照）または色を表示させる。この方法により一目で周波数分布の時間的な変化が分かり、従来の方法では分かりにくかった微弱な周波数成分も含め、スペクトル全体の変化を把握することが可能になった。

【0020】次に、具体的に使用しているバンドパスフィルターの演算例を示す。このフィルターは、A/D変換速度10サンプル/秒、中心周波数50cpm、通過帯域幅1cpm、4次のバタワースバンドパスフィルターを縦続型1Dで構成した例である。

【0021】

## 【0023】

【発明の効果】本発明は上述した通りであって、本発明を用いれば、短時間で変化する時系列データのスペクトル解析が可能になり、今まで判断が困難であった微弱な周波数成分の変化を容易に把握することが可能となる。

【0024】心電図を例にとると、心電図は規則性の強いデータであり、何らかの異常を示す部分はそのごく一部であることが多い。ホルター心電計を用いて長時間計測したデータは膨大なものとなるため、通常はR-R間隔の変動を指標にして異常部分を探す方法を採用しているが、R-R間隔の変動は大きな問題ではないことが多く、心電図に含まれている種々の貴重な情報を見逃している可能性が高い。心電図は波形の微細な変化から種々の臨床的知見が得られることが知られているところ、本発明を用いてスペクトル解析の結果をグラフ表示した\*

\* 場合には、微細な信号の変化を一目で認識でき、長時間にわたる膨大なデータから簡単に異常部分を見つけ出すことが可能となる。

## 【図面の簡単な説明】

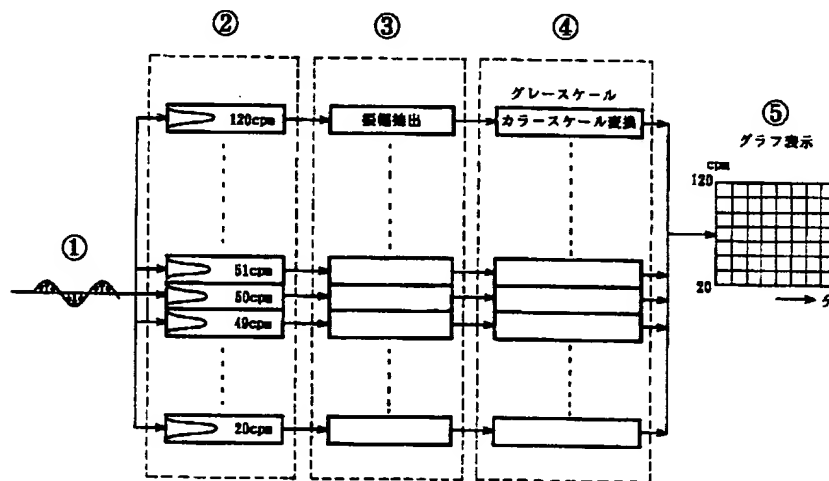
【図1】 本発明に係る方法によりデータを処理する際の、処理の流れに基づくブロック図である。

【図2】 グレースケール変換による本発明に係る方法による時系列データのスペクトル解析の表示例を示す図である。

## 【符号の説明】

- 1 時系列データ
- 2 フィルター群
- 3 振幅抽出群
- 4 カラースケール変換群
- 5 グラフ

【図1】



【図2】

